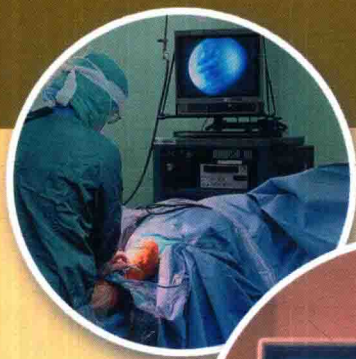


超声医学

刘永娟◎著



超声医学

刘永娟◎著

图书在版编目 (C I P) 数据

超声医学 / 刘永娟著. -- 长春 : 吉林科学技术出版社, 2016.9

ISBN 978-7-5578-1359-8

I. ①超… II. ①刘… III. ①超声波诊断 IV. ①R445.1

中国版本图书馆CIP数据核字(2016)第227656号

超声医学

CHAOSHENG YIXUE

著 刘永娟
出版人 李 梁
责任编辑 孟 波
封面设计 长春创意广告图文制作有限责任公司
制 版 长春创意广告图文制作有限责任公司
开 本 889mm×1194mm 1/16
字 数 680千字
印 张 29
版 次 2016年9月第1版
印 次 2017年6月第1版第2次印刷

出 版 吉林科学技术出版社
发 行 吉林科学技术出版社
地 址 长春市人民大街4646号
邮 编 130021
发行部电话/传真 0431-85635177 85651759 85651628
85652585 85635176
储运部电话 0431-86059116
编辑部电话 0431-86037565
网 址 www.jlstp.net
印 刷 虎彩印艺股份有限公司

书 号 ISBN 978-7-5578-1359-8
定 价 98.00元

如有印装质量问题 可寄出版社调换

因本书作者较多,联系未果,如作者看到此声明,请尽快来电或来函与编辑部联系,以便商洽相应稿酬支付事宜。

版权所有 翻印必究 举报电话:0431-86037565

目 录

第 1 章 超声诊断的物理基础	(1)
第一节 超声波的一般性质	(1)
第二节 超声波的基本物理量	(2)
第三节 超声波的传播	(6)
第四节 超声波的能量分布	(12)
第五节 超声波的分辨力	(12)
第六节 超声多普勒效应	(14)
第七节 人体血流动力学基本知识	(16)
第八节 超声的生物效应	(25)
第 2 章 多普勒超声及其临床应用	(30)
第一节 多普勒频谱及血流参数	(30)
第二节 多普勒效应影响因素	(31)
第三节 多普勒超声对血流的评价	(32)
第 3 章 超声诊断仪	(41)
第一节 超声诊断仪的类型、基本原理及结构	(41)
第二节 超声探头	(54)
第三节 超声仪器控制面板的操作和调节	(60)
第 4 章 超声临床诊断基础	(66)
第一节 超声检查适应证	(66)
第二节 超声检查方法	(67)
第三节 基本扫查断面和声像图方位识别	(69)
第四节 人体组织的回声表现	(70)
第五节 声像图的分析方法	(72)
第六节 超声伪像	(75)
第七节 超声诊断常用术语与报告书写	(79)
第 5 章 超声新技术	(83)
第一节 超声组织谐波成像	(83)
第二节 超声造影	(84)
第三节 三维超声成像	(94)
第四节 组织多普勒成像	(97)
第五节 超声弹性成像	(98)
第六节 其他新技术	(100)
第 6 章 心脏的解剖与生理	(103)

第一节	正常心脏及大血管的解剖概要	(103)
第二节	正常心脏及大血管的生理概要	(107)
第7章	心脏超声检查及其正常超声表现	(110)
第一节	超声检查技术	(110)
第二节	心脏功能测定	(113)
第8章	心脏瓣膜病	(119)
第一节	二尖瓣狭窄	(119)
第二节	二尖瓣关闭不全	(121)
第三节	二尖瓣脱垂	(123)
第四节	主动脉瓣狭窄	(124)
第五节	主动脉瓣关闭不全	(126)
第六节	主动脉瓣脱垂	(127)
第七节	三尖瓣狭窄	(128)
第八节	三尖瓣关闭不全	(129)
第九节	肺动脉瓣关闭不全	(130)
第十节	感染性心内膜炎	(131)
第十一节	心脏人工瓣	(134)
第9章	冠状动脉疾病	(138)
第一节	冠状动脉解剖概要	(138)
第二节	室壁节段和冠状动脉血供关系	(139)
第三节	冠状动脉疾病的病理和临床	(140)
第四节	冠心病的超声检查方法	(140)
第五节	冠心病的超声表现	(143)
第六节	超声检查在冠心病诊疗中的临床价值	(144)
第10章	主动脉疾病	(146)
第一节	主动脉夹层	(146)
第二节	主动脉缩窄	(147)
第11章	心肌病	(149)
第一节	扩张型心肌病	(149)
第二节	肥厚型心肌病	(150)
第三节	限制型心肌病	(152)
第四节	致心律失常型右心室心肌病	(152)
第五节	心肌致密化不全	(153)
第12章	心包疾病及心脏占位性疾病	(155)
第一节	心包积液	(155)
第二节	缩窄性心包炎	(156)
第三节	心包肿瘤	(157)
第四节	心脏肿瘤	(157)
第五节	心腔内血栓	(160)
第13章	先天性心脏病	(161)

第一节	先天性心脏病超声检查方法	(161)
第二节	房间隔缺损	(163)
第三节	室间隔缺损	(164)
第四节	动脉导管未闭	(166)
第五节	心内膜垫缺损	(167)
第六节	主动脉窦瘤破裂	(168)
第七节	主动脉口狭窄	(169)
第八节	先天性主动脉弓异常	(169)
第九节	主动脉-肺动脉间隔缺损	(171)
第十节	冠状动脉瘘	(172)
第十一节	肺静脉异位引流	(173)
第十二节	三尖瓣下移畸形与闭锁	(174)
第十三节	肺动脉闭锁	(175)
第十四节	三房心	(176)
第十五节	双腔右心室	(177)
第十六节	法洛四联症	(178)
第十七节	法洛三联症	(179)
第十八节	大动脉转位	(180)
第十九节	永存动脉干	(181)
第二十节	单心室	(182)
第二十一节	左心发育不良综合征	(183)
第二十二节	心脏位置异常	(184)
第 14 章	其他心脏疾病	(186)
第一节	心内膜弹力纤维增生症	(186)
第二节	高血压性心脏病	(187)
第三节	肺动脉栓塞	(189)
第四节	肺动脉高压	(190)
第 15 章	胸壁、胸膜腔和肺	(193)
第一节	解剖概要	(193)
第二节	超声检查技术	(194)
第三节	正常超声表现	(194)
第四节	胸壁疾病	(195)
第五节	胸膜疾病	(197)
第六节	肺部疾病	(198)
第 16 章	肝和脾	(202)
第一节	肝	(202)
第二节	脾	(211)
第 17 章	胆道和胰腺	(218)
第一节	胆道系统	(218)
第二节	胰腺	(226)

第 18 章	胃肠	(232)
第一节	解剖概要	(232)
第二节	超声检查技术	(233)
第三节	正常超声表现	(234)
第四节	胃溃疡	(235)
第五节	胃癌	(235)
第六节	胃间质瘤	(237)
第七节	胃息肉	(237)
第八节	十二指肠球部溃疡	(238)
第九节	肠道肿瘤	(238)
第十节	肠梗阻	(240)
第十一节	肠套叠	(241)
第十二节	急性阑尾炎	(241)
第 19 章	泌尿系统	(243)
第一节	解剖概要	(243)
第二节	超声检查技术	(246)
第三节	正常超声表现	(248)
第四节	肾疾病	(249)
第五节	输尿管疾病	(256)
第六节	膀胱疾病	(257)
第七节	前列腺疾病	(258)
第 20 章	腹膜后间隙及大血管、肾上腺	(262)
第一节	腹膜后间隙	(262)
第二节	肾上腺	(269)
第三节	腹膜后大血管	(274)
第 21 章	妇科	(282)
第一节	解剖与生理概要	(282)
第二节	超声检查技术	(284)
第三节	正常超声表现	(285)
第四节	子宫疾病	(287)
第五节	卵巢疾病	(296)
第六节	盆腔炎性疾病	(306)
第 22 章	产科	(308)
第一节	妊娠解剖及生理概要	(308)
第二节	超声检查技术	(309)
第三节	正常妊娠超声表现	(310)
第四节	异常妊娠超声表现	(312)
第五节	胎盘脐带异常	(321)
第六节	胎儿畸形	(325)
第七节	妊娠滋养细胞疾病	(339)

第 23 章 外周血管	(341)
第一节 颅脑血管	(341)
第二节 颈部血管	(346)
第三节 四肢动脉	(351)
第四节 四肢静脉	(358)
第 24 章 浅表器官	(368)
第一节 眼部	(368)
第二节 涎腺	(376)
第三节 甲状腺和甲状旁腺	(380)
第四节 乳腺	(386)
第五节 阴囊与阴茎	(396)
第六节 浅表淋巴结	(405)
第 25 章 肌肉骨骼系统	(409)
第一节 肌肉	(409)
第二节 肌腱	(412)
第三节 韧带	(415)
第四节 骨、软骨及关节疾病	(416)
第五节 与肌肉骨骼系统相关的常见软组织肿物	(420)
第 26 章 介入超声	(425)
第一节 介入超声技术概述	(425)
第二节 介入超声的技术原则	(426)
第三节 穿刺方法	(429)
第四节 超声引导穿刺组织学检查及细胞学检查	(429)
第五节 超声引导穿刺的腹部应用	(432)
第六节 肝恶性肿瘤的介入性治疗现状	(441)
第七节 胸部疾病介入性超声	(448)
第八节 浅表器官的超声引导下穿刺活检	(452)
第九节 介入性超声并发症和处理	(453)

第1章

超声诊断的物理基础

学习超声成像的物理基础犹如学习医学基础一样重要,是超声医学工作者不可缺少的一门基础课程。声学与病理学关系极为密切,可以说,有什么样的病理变化,就有什么样的声像图改变。本章

主要介绍与超声医学成像有关的物理基础,包括超声波的概念、基本物理量、在生物组织中的传播特点,超声多普勒效应,人体血流动力学基本知识及生物效应。

第一节 超声波的一般性质

一、超声波的概念

自然界中有各种各样的波,但根据波的性质(力的作用),通常将波分为两大类,即电磁波和机械波。声波、水波和地震波等属于机械波;X线、红外线、微波等属于电磁波。

机械波是由于机械力或弹性力的作用,机械振动在弹性介质内的连续的传播过程,其传播的为机械能量。电磁波是在电磁场中由于电磁力的作用而产生的,是电磁场的变化在空间的传播过程,其传播的是电磁能量。机械波与电磁波的传播方式不同,机械波只能在介质中传播,不能在真空中传播;电磁波可以在介质中传播,也可以在真空中传播。两者的传播速度也不同,机械波比电磁波传播速度要慢得多,如声波在空气中传播速度是 340m/s,而电磁波在空气中传播的速度是 3×10^8 km/s。机械波与电磁波相同的地方,就是可按其频率分类,机械波分类,见表 1-1。

人们能听到的声音是有一定范围的,16Hz 和 2×10^4 Hz 是正常健康人能听到声音的极限频率,16Hz 是人耳能听到的最小频率, 2×10^4 Hz 是人耳

能听到的最大频率,故把高于 2×10^4 Hz 的声音称为“超声”(ultrasound wave)。医学上超声诊断所用频率范围为(1~40)MHz。

超声波在自然界中是很常见的,蝙蝠和海豚是利用超声波的反射功能来判断物体远近的。现代超声医学也是利用超声波的反射性质进行超声医学诊断的。当发射超声波进入人体内,遇到组织器官会产生反射,收集反射波的影像,分析判断,即可了解组织器官的形态结构,进行超声医学诊断。

二、超声波产生的必要条件

(一)声源及波源

人类及动物发出的声音是由于声带振动而产生的,这种振动是一种机械振动。我们把能发出声音的物体称为声源(acoustic source)。振动是产生声波的根源,即物体振动后产生声波。做机械振动的物体称为波源(wave source)。在超声成像过程中,探头的晶片做机械振动产生超声,故探头的晶片是声源。机械振动的能量在弹性介质中传播开来,形成了机械波。比如超声波,由超声探头的晶片产生振动,引起耦合剂的振动,耦合剂振动又

表 1-1 机械波分类

分类	次声波	声音	超声波	高频	宽高频
频率(Hz)	<16	$(16 \sim 2) \times 10^4$	$2 \times 10^4 \sim 8$	$10^8 \sim 10^{10}$	$>10^{10}$

引起了人体皮肤、皮下脂肪层、肌层及靶器官部位的振动,超声波的能量就这样进入人体。

(二) 介质

固体、液体、气体都是弹性介质,是传播超声波的媒介物质,称为介质。声波必须在弹性介质中传播,真空中没有介质存在,故不能传播声波。在医学超声成像中,人体的组织、器官都是介质。介质的声学特性与超声图像的关系密切。

三、超声波的分类

(一) 根据质点振动方向

相对于声波的传播方向,质点的振动方向可以不同。如果质点的振动方向和声波的传播方向相垂直,称这种波为横波(transverse wave),比如表面水波。如果质点振动方向与声波传播方向相平行,就称这种波为纵波(longitudinal wave)(图 1-1)。在液体和气体中因不存在切变力,故不存在横波,只有纵波。声波的本质是力的作用。横波是由于切变力的作用产生的,而纵波是由于压力或拉力的作用产生的,纵波可以在固体、液体、气体中传播。在医学超声成像中主要应用纵波,它通过激励电压迫使探头晶片做厚度方向振动,对人体组织施加压力或拉力而产生的。纵波在人体中传播时,使有的部位质点密集,有的部位质点稀疏,密集与稀疏交界的部位,产生的声压最大。

(二) 根据波阵面的形态

从波源出发,声波在介质中向各个方向传播。在某一时刻,介质中周相相同的各点所组成的面称为波面。声波在介质的传播过程中,形成的波面有无数个,最前面开始的一个波面即波源,最初振动状态传播的各点组成的面称为波阵面。波面有各

种各样的形态,波面是平面的称为平面波,波面是球面的波称为球面波(图 1-2)。

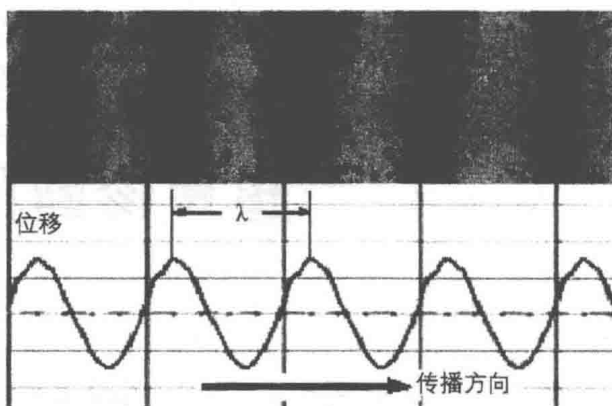


图 1-1 超声在人体中的传播方向

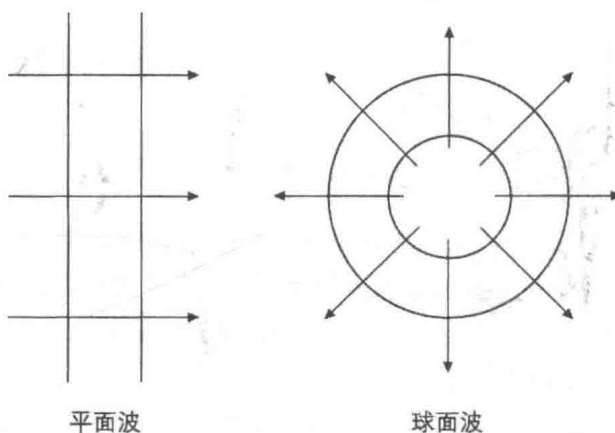


图 1-2 平面波及球面波

(三) 根据发射超声的类型

发射超声可分为连续波和脉冲波两种。连续波目前仅在连续多普勒超声仪中使用;A型、M型、B型及脉冲多普勒超声仪均采用脉冲波。

第二节 超声波的基本物理量

一、波长、频率和声速

波长(λ)、频率(f)和声速(c)是超声波的三个基本物理量,三者之间的关系为:

$$c = \lambda \cdot f \text{ 或 } \lambda = \frac{c}{f} \quad (\text{式 1-1})$$

这一公式适用于电磁波和机械波等所有的波。

波长:声波在介质中传播时,介质中质点在一次完全振动时间内,波所通过的距离。它等于同一波线上相邻周期中两个振动状态相同的点之间的

距离,单位为 mm。

频率:单位时间内任一给定点上通过的波或声源振动的次数,单位为 Hz, $1\text{Hz} = 1/\text{s}$, $1\text{MHz} = 1\,000\,000\text{Hz}$ 。

声速:超声波在介质中的传播速度,即单位时间内超声波传播的距离,单位为 m/s。声速反映了振动传播的快慢。

例如:某台超声仪检查肾时,发射频率为 3.5MHz,超声波在肾中传播的速度为 1 560m/s,求该台超声仪声波的波长。

$$\text{解: } \lambda = \frac{c}{f} = \frac{1\,560\,000\text{mm/s}}{3\,500\,000\text{Hz}} \approx 0.45\text{mm}$$

由于振动的传播是通过介质中质元间的弹性联系而实现的,故声速必然与介质的性质有关,而与超声波的频率无关。就超声波而言,它在介质中的传播速度除受介质密度(ρ)和弹性(K)影响外,还与温度有关,即 $c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$

实际情况下,生物组织的弹性模量难以测量,通常是用直接方法测量组织中的声速的。超声波诊断中有关的各种介质传播时的声速(纵波),见表 1-2。

表 1-2 超声诊断有关的各种介质的声速

介质	声速(m/s)	介质	声速(m/s)
空气(0℃)	332	大脑	1 540
肺	333	胎盘	1 541
空气(15℃)	340	角膜	1 550
液状石蜡	1 420	肾	1 560
小脑	1 470	肌肉	1 568
羊水	1 474	肝	1 570
脂肪	1 476	血液	1 570
前房房水	1 495	巩膜	1 630
玻璃体	1 495	晶状体	1 641
体液	1 495.6	有机玻璃	2 720
胎体	1 505	颅骨	3 360
脑脊液	1 522	钢铁	5 800
生理盐水(37℃)	1 534	铝	6 400
软组织(平均值)	1 540		

从表 1-2 得知,通常 $c_{\text{固}} > c_{\text{液}} > c_{\text{气}}$ 。由于研究者采用的方法不同,各种报道的声速稍有出入,但无统计学差别。

超声医学工作者应熟记公式(式 1-1),熟练掌握以下结论:

1. 同一介质的声速只与介质的性质有关,与频率无关。也就是说,超声波不管频率高低,在同一介质里传播时声速都相同。例如:探查皮下脂肪层,5MHz 的探头与 15MHz 探头的超声波的声速都是 1 476m/s。

2. 相同频率的超声波在不同的介质中的声速是不同的。例如:2MHz 超声波在颅骨中为 3 360m/s,在大脑组织中为 1 540m/s。

3. 在同一介质内传播时,不同频率的超声波的波长与频率成反比。如:我们常用 3MHz 和 5MHz 的探头在人体软组织中的波长是不同的,分别为:

3MHz 的超声波在人体软组织中传播时,其波长

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{1\,540\,000\text{mm/s}}{3 \times 10^6\text{Hz}} \approx 0.5\text{mm}$$

5MHz 的超声波在人体软组织中传播时,其波长

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{1\,540\,000\text{mm/s}}{5 \times 10^6\text{Hz}} \approx 0.3\text{mm}$$

由此可知,频率越高的超声波在同一人体软组织中传播时其波长越短。临床上常用的各种超声频率与波长的关系,见表 1-3。

表 1-3 常用超声波的频率与波长

频率(MHz)	1	1.25	1.5	2.5	3	5	7.5	8	10	12	15
波长(mm)	1.5	1.23	1	0.6	0.5	0.3	0.2	0.19	0.15	0.125	0.1

4. 在不同的介质内传播时,相同频率的超声波因声速存在差异,其波长是不一样的。如 3MHz 的超声波在人体软组织($c = 1\,540\text{m/s}$)、空气中($c = 340\text{m/s}$)及钢铁($c = 5\,800\text{m/s}$)中的波长为:

3MHz 的超声波在人体软组织中传播时,其波长

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{1\,540\,000\text{mm/s}}{3 \times 10^6\text{Hz}} \approx 0.5\text{mm}$$

3MHz 的超声波在空气中传播时,其波长

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{340\,000\text{mm/s}}{3 \times 10^6\text{Hz}} \approx 0.11\text{mm}$$

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{5\,800\,000\text{mm/s}}{3 \times 10^6\text{Hz}} \approx 1.9\text{mm}$$

5. 超声检查 人体软组织,通常采用超声波速度为 1 540m/s,所以超声波传播 1mm 组织所需的时间为 $0.649\mu\text{s}$ ($\frac{1\text{mm}}{1\,540\,000\text{mm/s}}$),往返 1mm 需 $1.298\mu\text{s}$ 。探测 1cm 深度目标往返需 $12.98 \sim 13\mu\text{s}$;探测 10cm 深度目标往返 $130\mu\text{s}$;成人心脏超声成像时,通常深度不少于 18cm,而对于腹部器官的超声检查,一般在 20cm 深度,故获取一条超声信息线所需要的时间为 $234 \sim 260\mu\text{s}$ 。探测深度与所

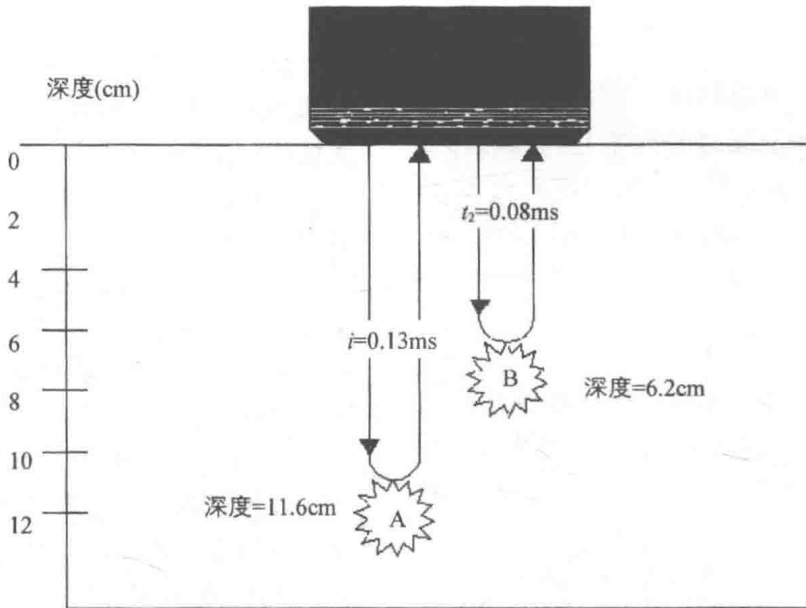


图 1-3 探测深度与所需时间

二、声压和声强

(一) 声压

对于平面波来说,超声波在介质中的传播,介质的质点密度疏密不均,导致平衡区的压力强弱不等,即产生了一个周期性压力变化。声压就是单位面积上介质受到的压力,用 P 表示。

$$P = \rho cv \quad (\text{式 1-2})$$

这里 ρ 为介质密度, c 为声速, v 为质点振动速度。

声压的单位为微巴 (μbar , $1\mu\text{bar} = 0.1\text{Pa}$), 其关系为:

$$\begin{aligned} 1\text{dyn} / \text{cm}^2 (\text{达因} / \text{厘米}^2) &= 1\mu\text{bar} \\ 1\text{nt} / \text{m}^2 (\text{牛顿} / \text{米}^2) &= 10\text{dyn} / \text{cm}^2 \\ 1\text{kg} / \text{cm}^2 &\approx 1.013 \times 10^6 \text{dyn} / \text{cm}^2 \approx 1.013 \times 10^6 \mu\text{bar} \\ 1\text{bar} &= 10^6 \mu\text{bar} \end{aligned}$$

声压在日常生活中可以计算出来,例如,在室内大声说话,其声压约 $1\mu\text{bar}$, 微风吹树叶声压约 $10^{-3}\mu\text{bar}$ 。

(二) 声强

超声波在单位时间内,通过与声波传播方向相垂直的单位面积上的超声能量称为超声强度,简称声强(声功率)。声强等于能流密度,是衡量超声强弱的一个重要物理量,用 I 表示。

相对于平面波,声强为:

$$I = \frac{P^2}{\rho c} \quad (\text{式 1-3})$$

声强的单位为 W / cm^2 或 mW / cm^2 或 $\mu\text{W} / \text{cm}^2$ 。

$$1\text{W} / \text{cm}^2 = 10^3 \text{mW} / \text{cm}^2 = 10^6 \mu\text{W} / \text{cm}^2$$

例:人耳对 $f = 1000\text{Hz}$ 声波所能忍受最大的声强近似为 $1\text{W} / \text{m}^2$, 求声压。

$$\text{解: } I = 1\text{W} / \text{m}^2$$

$$Z = \rho c = 439\text{kg} / (\text{m}^2 \cdot \text{s})$$

$$P^2 = 2\rho c I$$

$$P = \sqrt{2 \times 439 \times 1} = 29.6\text{nt} / \text{m}^2 = 296\mu\text{bar}$$

对于平面波而言,超声总功率(W)为超声强度(I)和超声通过某截面的面积(S)的乘积。

$$W = IS \quad (\text{式 1-4})$$

超声强度大小对超声诊断的安全性是极为重要的。有关安全性见生物效应。

三、声学特性阻抗

声学特性阻抗(acoustic characteristic impedance)是声学中一个非常重要的物理量,表征超声波在不同介质中传播时的特征,用 Z 表示。其定义为介质密度和声速的乘积。

$$Z = \rho c \quad (\text{式 1-5})$$

声学特性阻抗 Z 是通过声学公式和电学公式类比得出来的。

我们在声学中得知,声强 $I = \frac{P^2}{\rho c}$, 在电学中学

过,电功率 $I = \frac{U^2}{R}$, 其中 U 是电压, R 是电阻。由此可以看出,这两个公式很相似。如果把声强 I 类比为电功率 I , 声压 P 类比为电压 U , 那么 ρc 可以类比为电阻 R , 所以声学中把 $Z = \rho c$ 称为声学特性阻抗, 它类似于电学中一个无限长、无损耗传输线的特性阻抗。

声学特性阻抗的单位是瑞利。

$$1 \text{ 瑞利} = 1 \text{ dyn} \cdot \text{s} / \text{m}^3 = 1 \text{ g} / (\text{cm}^2 \cdot \text{s})$$

$$\text{kg} / \text{m}^3 \times \text{m} / \text{s} = \text{kg} / (\text{m}^2 \cdot \text{s}) = \text{g} / (\text{cm}^2 \cdot \text{s}) = \text{瑞利}$$

超声医学临床常用的各种介质的声学特性阻抗, 见表 1-4。

从表 1-4 可以得出: ①介质的密度与声学特性阻抗成正比; ②软组织的声阻抗大约是空气声阻抗的 3 800 倍, 颅骨声阻抗大约是软组织声阻抗的 3.6 倍; ③人体软组织及实质性器官的声阻抗是各不相同的, 但差别较小。

声学特性阻抗对介质的交界面上超声传播特性起决定因素。我们从超声图像所看到的回声强与弱, 是入射超声穿过不同的声学界面时, 由界面两边介质的声阻抗差所决定。

四、声强级及声压级

声强级的定义为两个声强的对比数。声强级是一个无量纲的量。声强级的单位是贝尔(B)。

$$\text{声强级 } L_I = \log \frac{I}{I_0} (\text{B}) \quad (\text{式 1-6})$$

公式中 I 为所求声强, I_0 为参考声强。由于单

位过大, 所以目前国际上通用 dB 作为声强级单位, $1\text{B} = 10\text{dB}$ (分贝)。

$$\text{声强级 } L_I = 10 \log \left(\frac{I}{I_0} \right) (\text{dB}) \quad (\text{式 1-7})$$

$$\text{当 } I = 10I_0, \therefore L_I = 10 \log \frac{10I_0}{I_0} = 10 \times 1 = 10 (\text{dB})$$

$$I = 1\,000I_0, \therefore L_I = 10 \log \frac{1000I_0}{I_0} = 10 \times 3 = 30 (\text{dB})$$

$$L_I = 10 \log \frac{10^{-4}}{10^{-16}} = 10 \log 10^{12} = 120 \text{dB}$$

在实际工作中, 常常不测量超声强度而是测量回声的振幅(声压)。故不是比较两个声强的大小, 而是比较两个声压的大小。

声压级的定义为两个声压的对数比, 即:

$$\text{声压级 } L_p = 20 \log \frac{P}{P_0} (\text{dB}) \quad (\text{式 1-8})$$

公式中 P 为所求声压, P_0 为参考声压。式 1-8 是由式 1-7 推导出来的, 因为 $I = \frac{P^2}{\rho c}$, 所以 $10 \log \frac{I}{I_0} = 10 \log \frac{P^2}{P_0^2} = 20 \log \frac{P}{P_0}$ 。

引起听觉最小所需能量为闻阈: $I_0 = 10^{-12} \text{ W} / \text{m}^2 = 10^{-16} \text{ W} / \text{cm}^2$ 。

引起听觉最大所需能量为痛阈: $I = 1 \text{ W} / \text{m}^2 = 10^{-4} / \text{cm}^2$ 。

例: 在放鞭炮处测得空气中声强级为 120dB, 求该处空气中实际声音强度。

表 1-4 超声医学常用介质声学特性阻抗比较

介质名称	$\rho(\text{g}/\text{cm}^3)$	$c(\text{m}/\text{s})$	$Z(1 \times 10^5 \text{ 瑞利})$
空气(22℃)	0.001 18	344	0.004 07
液状石蜡(33.5℃)	0.835	1 420	1.186
脂肪	0.955	1 476	1.410
羊水	1.013	1 474	1.493
水(37℃)	0.9934	1 523	1.513
脑脊液	1.000	1 522	1.522
人体软组织(平均值)	1.016	1 540	1.524
生理盐水(37℃)	1.002	1 534	1.537
胎体	1.023	1 505	1.579
肝	1.050	1 570	1.648
血液	1.055	1 570	1.656
肌肉(平均值)	1.074	1 568	1.684
晶状体	1.136	1 641	1.874
颅骨	1.658	3 360	5.570

依据 $L_I = 10 \log \frac{I}{I_0}$ (dB), $I_0 = 10^{-16} \text{ W/cm}^2$

解: $120 = 10 \log \frac{I}{10^{-16} \text{ W/cm}^2}$

$I = 10^{-16} \text{ W/cm}^2 \cdot 10^{12} = 10^{-4} \text{ W/cm}^2$

第三节 超声波的传播

由于超声医学诊断与治疗中使用的超声波大多是平面波,所以,超声波在介质中传播时像光线一样,通常遵循几何声学的原则。也就是:①在均匀介质中以直线传播;②遇到两种不同介质的分界面时就会发生反射(reflection)和折射(refraction)。但是,如果物体尺寸很小(如血液中红细胞),超声波的波长与此物体的尺寸相当甚至还要大时,就会发生散射和绕射现象。

一、反射与折射

超声波在介质中传播时与光一样,当一束平面超声波入射到两个比波长大很多的介质的分界面时,就会发生反射和折射现象(图 1-4)。i、r、t 分别表示入射、反射和折射波, θ_i 、 θ_r 、 θ_t 分别表示入射、反射和折射角。介质 1 和介质 2 的声阻抗分别为 $\rho_1 c_1$ 和 $\rho_2 c_2$ 。其反射性能受到介质特性阻抗的影响。界面反射是超声波诊断的基础,只要有 1% 的声阻抗差异,就会发生反射。

声学的反射与折射定律与光学是一致的。

反射定律:入射角等于反射角,即

$$\theta_i = \theta_r \quad (\text{式 1-9})$$

折射定律:入射角的正弦与折射角的正弦之比等于入射边与透射边介质中声速之比,即

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2} \quad (\text{式 1-10})$$

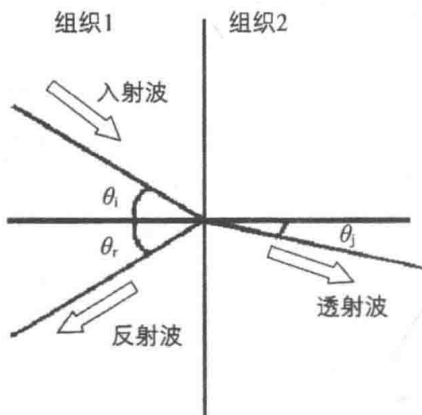


图 1-4 超声波的反射和折射

实际生活工作中和实验表明:人耳正常听觉范围所需声强为 60~80dB。声强达到 120dB 时,人耳有痛感;声强达到 150dB 时,人耳就会震聋;声强达到 160dB 时,老鼠就会震死。

为了保持平衡,介质分界面交点处必须满足以下两个条件:①在介质分界面上两边的总压力应该相等;②在介质分界面上两边质点的速度应该连续。

从条件①可知:

$$P_i + P_r = P_t \quad (\text{式 1-11})$$

从条件②可知:

$$v_i \cos \theta_i - v_r \cos \theta_r = v_t \cos \theta_t \quad (\text{式 1-12})$$

公式中 P_i 、 P_r 、 P_t 分别为入射、反射、折射声压; v_i 、 v_r 、 v_t 分别为入射、反射、折射时质点振动速度。式 1-12 中的负号表示反射波与入射波的方向相反。

因为 $P = \rho c v$, 所以 $v = \frac{P}{\rho c}$ 将其代入式 1-12:

$$\frac{P_i \cos \theta_i}{\rho_1 c_1} - \frac{P_r \cos \theta_r}{\rho_1 c_1} = \frac{P_t \cos \theta_t}{\rho_2 c_2} \quad (\text{式 1-13})$$

根据式 1-11 及式 1-13, 可求得声压的反射系数 R_p 和折射系数 T_p :

$$R_p = \frac{P_r}{P_i} = \frac{\rho_2 c_2 \cos \theta_i - \rho_1 c_1 \cos \theta_t}{\rho_2 c_2 \cos \theta_i + \rho_1 c_1 \cos \theta_t} \quad (\text{式 1-14})$$

$$T_p = \frac{P_t}{P_i} = \frac{2 \rho_2 c_2 \cos \theta_i}{\rho_2 c_2 \cos \theta_i + \rho_1 c_1 \cos \theta_t} \quad (\text{式 1-15})$$

因为 $Z = \rho c$, 将其代入式 1-14 及式 1-15:

$$R_p = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (\text{式 1-16})$$

$$T_p = \frac{2 Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (\text{式 1-17})$$

当超声波是垂直入射, 即 $\theta_i = \theta_r = \theta_t = 0$, 则 R_p 和 T_p 分别为:

$$R_p = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (\text{式 1-18})$$

$$T_p = \frac{2 Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (\text{式 1-19})$$

因为 $I = \frac{P^2}{\rho c}$, 所以同样可求得超声强度的反射系数 R_i 和折射系数 T_i :

$$R_i = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{P_r}{P_i}\right)^2 = \left(\frac{Z_2 \cos\theta_i - Z_1 \cos\theta_t}{Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_t}\right)^2 \quad (\text{式 1-20})$$

$$T_i = \frac{I_t}{I_i} = \left(\frac{P_t}{P_i}\right)^2 \cdot \frac{Z_1}{Z_2} = \left(\frac{2Z_2 \cos\theta_i}{Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_t}\right)^2 \cdot \frac{Z_1}{Z_2} = \frac{4Z_1 Z_2 \cos^2\theta_i}{(Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_t)^2} \quad (\text{式 1-21})$$

当超声波是垂直入射,即 $\theta_i = \theta_t = \theta_r = 0$,则有

$$R_i = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}\right)^2 \quad (\text{式 1-22})$$

$$T_i = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (\text{式 1-23})$$

从式 1-22 和式 1-23,可以得出:

1. $R_i + T_i = 1$,说明入射超声波能量等于反射超声波能量和折射超声波能量之和,符合能量守恒定律。

2. 从反射系数 R_i 得知,反射超声波能量的大小取决于两种介质的声学特性阻抗差。如果声阻抗差越大,则反射的能量越多,折射的能量越少,这就可解释为什么超声波在固体-气体、液体-气体分界面上成像时反射强的原因。例如在水和空气的界面上,其中 $Z_{\text{水}} = 1.492\text{kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$, $Z_{\text{气}} = 0.00428\text{kg}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$,则反射回声的能量比为:

$$R_i = \left(\frac{1.492 - 0.00428}{1.492 + 0.00428}\right)^2 = 0.99$$

由此可以看出,入射超声波能量中有 99% 被反射,因此,超声波从液体或固体向气体中传播几乎是不可能。相反,如果两种介质的声阻抗越接近,则反射能量越少,折射能量越多。软组织的声学特性阻抗彼此非常接近,例如肝-肾超声波检查时,垂

直于肝-肾分界面上入射超声波中反射能量回肝中的部分大约只占入射超声波能量的 6%,其余 94% 折射入肾。如果声阻抗 $Z_1 = Z_2$,则 $R_i = 0, T_i = 1$,这种情况下,超声图像就没有反射,只有折射。理论上有下列情况满足 $Z_1 = Z_2$ 条件:①材料性质为均匀介质。例如水是一种均匀介质,超声波在水中传播时没有反射,只有折射;超声诊断中常常利用这一特性诊断病变组织是实质性或囊性,同时利用水的特性,如饮水充盈膀胱或充盈胃来观察其后方的组织器官及病变。但有时实质性组织也是较为均匀的,超声图像可能表现为无回声区,若增大增益或调节 TGC 可加以鉴别。②两种介质的声阻抗相等。例如,探头的结构中的背衬层与晶片,根据 $R_i = 0$,也没有反射,只有折射,这样才能保证背向辐射的超声波全部进入背衬层。

超声波的入射定律、反射定律是超声医学诊断与治疗的理论基础,还应熟记 R_i, T_i 这两个公式。人体组织器官不同界面在垂直入射时的声压反射系数,见表 1-5。

例:试求超声波垂直入射时空气-水,脑脊液-颅骨交界面上的声强反射系数。

已知空气、水、脑脊液、颅骨的声阻抗分别为 0.000407×10^5 瑞利、 1.513×10^5 瑞利、 1.522×10^5 瑞利、 5.570×10^5 瑞利,利用 R_i 公式,可求得:

空气-水界面上

$$R_i = \left(\frac{0.000407 - 1.513}{0.000407 + 1.513}\right)^2 \approx 0.9989$$

脑脊液-颅骨界面上

$$R_i = \left(\frac{5.570 - 1.522}{4.570 + 1.522}\right)^2 \approx 0.3258$$

表 1-5 人体组织器官不同界面声压反射系数

介质	水	脂肪	肌肉	皮肤	脑	肝	血液	颅骨
水	0	0.047	0.020	0.029	0.007	0.035	0.007	0.570
脂肪		0	0.067	0.076	0.054	0.049	0.047	0.610
肌肉			0	0.009	0.013	0.015	0.020	0.560
皮肤				0	0.022	0.0061	0.029	0.560
脑					0	0.028	0.000	0.570
肝						0	0.028	0.550
血液							0	0.570
颅骨								0

从所得结果得知,在空气和水的界面上,入射超声波能量中有 99.89% 被反射回来,脑脊液和颅骨的界面上有 32.58% 的入射超声波能量被反射回来。由此可见,超声波从液体(或固体)向气体中传播几乎是不可能。液体或软组织到空气的分界面上有 99.89% 的入射超声能量被反射,在组织到肺的分界面上入射超声能量有 50% 以上被反射,在组织到骨的分界面上有 30% 以上入射能量被反射。这就是超声诊断仪在人体诊断中对含气器官(如肺、胃肠道)及头颅检查困难的原因。

从计算结果看,液体或软组织和空气界面上有 99.89% 的入射超声能量被反射,有时称此界面的超声反射为全反射(total reflection),这在理论上不叫全反射。全反射的理论依据由折射定律得知 $\sin\theta_t = \frac{c_2 \cdot \sin\theta_i}{c_1}$, 设 $c_2 > c_1$, 并不断增大 θ_i 的角度, 当 θ_i 达到一定值 θ_{in} , 可有 $\sin\theta_t = 1$, 即 $\theta_t = 90^\circ$ 。其理论意义是,这样的折射波沿着界面进行,在第二种介质中没有折射波存在。这种现象称为全反射现象,此时入射角 θ_{in} 为全反射的临界角。

全反射现象在超声诊断与治疗中是可以遇到的。介入性超声诊断或治疗时,有时用生理盐水作为探头和皮肤的耦合剂,则探头-生理盐水界面上发生全反射的临界角为 $76^\circ 30'$ 。如果液体石蜡作为耦合剂,则探头-液状石蜡界面上发生全反射的临界角为 $67^\circ 10'$ (软组织平均声速为 1540m/s , 生理盐水声速 1534m/s , 液状石蜡声速 1420m/s)。超声波实际应用时,探头的探测角度一般不 $> 45^\circ$, 这样的探测角度不会导致全反射现象。

二、超声波的散射和绕射

(一) 散射和绕射

入射超声波在传播过程中,遇到障碍物的界面不大(障碍物大小与波长相近似)或小界面(障碍物大小明显小于波长),前者如胆囊结石,后者如红细胞,超声波与障碍物相互作用后,会使得一部分超声波偏离原来的行进方向传播,这种现象称为超声波的散射(scattering)和绕射(diffraction)(图 1-5, 图 1-6)。

散射和绕射的发生是有所区别的,其主要区别有:①发生散射的条件为障碍物的大小明显小于波长,发生绕射的条件为障碍物的大小与波长相当。②发生散射时,小障碍物又将成为新的声源,并向四周各个方向上发射超声波;发生绕射时,超声波

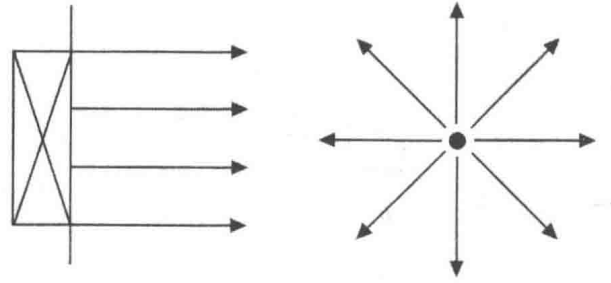


图 1-5 超声波的散射

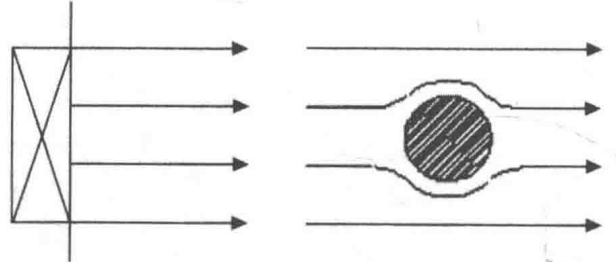


图 1-6 超声波的绕射

仅绕过障碍物的边缘行进。根据散射发生的条件,散射时探头接收到的散射回声强度与入射角无明显关系。一般来说,大界面上超声波的反射回声幅度较散射回声幅度大数百倍。所以,利用超声波的反射只能观察到器官、病变的轮廓,而利用超声的散射才能显示器官、病变内部回声变化。

波长越长,绕射现象越显著;波长越短,绕射现象就不明显。绕射现象在医学超声诊断疾病时也是常常遇到的。例如,胆囊或膀胱结石,由于结石密度大,超声波与其相互作用,在结石正前面发生反射,在结石边缘就发生绕射,于是在结石后方出现“声影”。但绕射现象是比较复杂的,它与障碍物的大小、超声束直径的粗细直接有关。通常情况下,结石较大时,边缘才发生绕射,结石后方出现声影;当结石太小,则可能发生完全绕射,后方可能没有声影。所以,在诊断结石,不能只以“声影”作为判断结石的依据。因绕射不产生反射,影响分辨力。提高分辨力可用探头频率高的超声波。

(二) 背向散射(back scattering)

人体中能够发生超声波散射的物体主要有血液中的红细胞和器官内部的微小组织结构,微小组织结构的大小与超声波波长比较接近或比之更小,超声波的散射对形成软组织的二维超声图像起着重要作用,是超声成像法研究器官病变内部结构的

重要依据。标志背向散射的数量和定量参数称为背向散射系数(S_b),定义为:

$$S_b = \frac{\text{微小组织中背向散射的能量}}{\text{参考能量} \times \text{立体角} \times \text{距离}} \quad (\text{式 1-24})$$

参考能量=脉冲的总能量。

由于血液中的红细胞的直径与超声波波长相比是较小的,所以红细胞为散射体。尽管血液中的红细胞背向散射波振幅比较弱,但它却是研制超声多普勒血流仪的依据,而且是多普勒频移信号的主要组成部分。入射超声束内红细胞的数量越多,散射源就越多,超声探头接收的背向散射信号的强度就越大。血液中红细胞产生的背向散射对多普勒超声成像是极其有用的超声信息。

三、超声波的吸收和衰减

超声波在介质中传播时,超声强度会随着传播距离的增加而减少(或振幅逐渐减少),这种现象称为超声波的衰减(attenuation)。衰减是超声波的一个重要物理特性。

导致超声波衰减的因素

1. 超声强度分散

超声波在传播过程中发生反射、折射及散射等现象,从而使原来传播方向上的超声强度减弱。在这种情况下,超声波的总能量并没有减少,而只是将能量分散到其他方向了(图 1-7)。

2. 超声波的吸收(absorption)

超声波的振幅由于“内摩擦”或黏滞性而转变成热能,使超声波总能量逐渐减弱,这种现象称为超声波的吸收。吸收的多少与超声波的探头频率、介质的黏滞性、导热性、温度及传播距离等因素有关。超声波的吸收有两种情况,一种是黏滞吸收,另一种是热传导吸收。超声波在介质中传播时,介质的质点沿其平衡位置来回振动,由于介质的质点之间的弹性摩擦作用,使得一部分声能转换成热能,这种现象就是黏滞吸收。通过介质的质点之间的热传导,把一部分热能向空中辐射,这种现象就是热传导吸收。黏滞吸收和热传导吸收都会使超声波的总能量减小,从而引起超声波的衰减。从超声波的能量损失看,衰减指的是超声波的总能量的损失,而吸收则是超声波的能量通过各种方式转变成热能的这一部分的损失。人体组织对超声波的吸收系数,见表 1-6。

各种原因导致的超声波的衰减是不一样的。弹性摩擦产生的超声波的能量的损失与频率成正

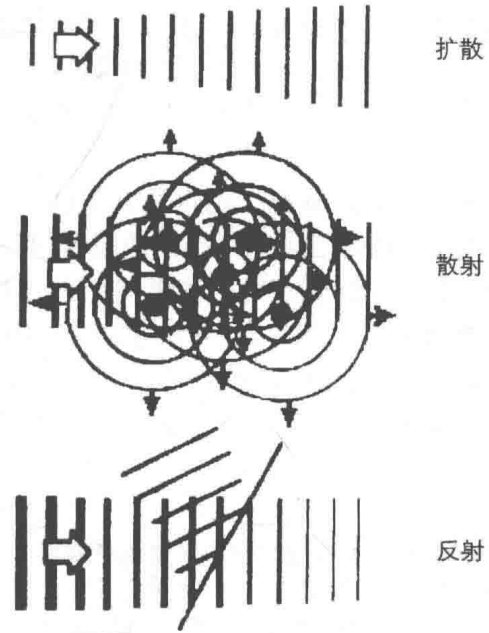


图 1-7 超声能量的衰减

比,黏滞吸收和热传导吸收产生的超声波能量损失与频率的平方成正比,而散射使超声波的能量损失与频率的四次方成正比。所以,超声波能量的减少,一般可用下式表示:

$$a = Af + Bf^2 + Cf^4 \quad (\text{式 1-25})$$

公式中 f 为频率, A 、 B 、 C 分别为各项吸收系数。

表 1-6 人体组织对超声波的能量吸收系数

人体组织介质	吸收系数(dB/cm)	超声频率(MHz)
体液(水)	0.002	1.0
血液	0.200	1.0
血浆	0.380	2.0
脂肪	0.600	1.0
玻璃体	0.700	3.0
软组织	0.800	1.0
肝	0.900	1.0
大脑	0.900	1.0
肾	1.000	1.0
肌肉	2.300	1.0
肺	4.800	1.0
颅骨	5.000	1.0

从表 1-6 中可以看出体液(水)的吸收系数最小,所以超声波可在水中传播距离较远。由于超声波能量在传播过程中被人体组织吸收,因此,传播距离会受到一定的限制。颅骨的吸收系数最大,故